

Aus dem Institut für Radiologie
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Prof. Dr. med. Dr. phil. nat. H. Pauly

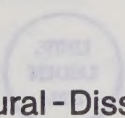
**Strahlenexposition
bei der Herzkatheteruntersuchung
von Kindern**

**Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
dem Fachbereich Medizin
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg**

vorgelegt von
Werner Popp
aus Nürnberg

Aus dem Institut für Radiologie
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Prof. Dr. med. Dr. phil. nat. H. Pauly

Strahlenexposition bei der Herzkatheteruntersuchung von Kindern


Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
dem Fachbereich Medizin
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Werner Popp
aus Nürnberg

Gedruckt mit Erlaubnis des Fachbereichs Medizin
der Universität Erlangen - Nürnberg



Dekan: Prof. Dr. E. Rügheimer

Referent: Prof. Dr. Dr. H. Pauly

Tag der mündlichen Prüfung: 01.02.1979

Inhaltsverzeichnis

1.	Problemstellung	1
2.	Untersuchungsmethode der Herzkatheterisierung und Angiokardiographie bei Kindern	3
3.	Methodik	6
3.1.	Dosimetrie mit LiF	6
3.1.1.	Begründung für die Auswahl	6
3.1.2.	Auswertevorgang für die LiF-Dosimeter	6
3.1.3.	Auswahl der LiF-Ribbons für die Messungen am Kind	7
3.1.4.	Auswahl der LiF-Ribbons für die Messungen am Phantom	7
3.2.	Meßpunkte am Kind	8
3.3.	Bau eines Phantoms	10
3.3.1.	Geometrische Abmessungen des Phantoms	10
3.3.2.	Auswahlkriterien für das Phantom-Material	11
3.3.3.	Herstellung des Phantoms	13
3.4.	Meßpunkte am Phantom	13
3.5.	Röntgenanlage bei den Untersuchungen	16
4.	Ergebnisse der Untersuchungen an Kindern	18
4.1.	Beschreibung des Patientengutes	18
4.2.	Untersuchungsbedingungen	20
4.3.	Meßergebnisse	20
4.4.	Strahlenexposition kritischer Organe (Gesichtspunkt 1 von Abschnitt 3.2.)	20
4.4.1.	Auge (Meßpunkt I)	20
4.4.2.	Thyreoidea (Meßpunkt II)	23
4.4.3.	Knochenmark im Sternum (Meßpunkt III)	24
4.4.4.	Knochenmark im der BWS (Meßpunkt IV)	25
4.4.5.	Knochenmark in der Tibia (Meßpunkt XII)	26
4.4.6.	Gonaden (Meßpunkt XI)	26
4.5.	Feldgrößenbestimmung (Gesichtspunkt 3 von 3.2.)	27
4.5.1.	Feldgröße im p.a. Strahlengang	28
4.5.2.	Feldgröße im lat. Strahlengang	31
4.5.3.	Organe im Nutzstrahlenfeld	32

5.	Modelluntersuchungen am Phantom	33
5.1.	Versuchsbedingungen	33
5.2.	Meßergebnisse am Phantom	34
5.3.	Integraldosis	39
5.3.1.	Ermittlung der Integraldosis	39
5.3.1.1.	Berechnung der Integraldosis im Querschnitt	41
5.3.1.2.	Berechnung der Integraldosen im Längsschnitt	42
5.3.1.3.	Berechnung der gesamten Integraldosis	43
6.	Diskussion	45
6.1.	Vergleich der Meßergebnisse bei den Kindern und am Phantom	45
6.2.	Vergleich der Messungen am Kind mit den Ergebnissen anderer Autoren	45
6.3.	Absorbierte Energie bei der Herzkatheter- untersuchung des Kindes	46
	Zusammenfassung	51
	Literatur	52
	Lebenslauf	

1. Einleitung und Problemstellung

An erster Stelle hinsichtlich der Strahlenbelastung steht unter allen Untersuchungsmethoden in der Röntgendiagnostik die Herzkatheteruntersuchung (siehe z.B. 17).

Im Zusammenhang mit der Anwendung von Röntgenstrahlen wird das Risiko für das Auftreten akuter Strahlenschäden, genetischer Schäden und neuerdings der sogenannten Spätschäden, nämlich das Auftreten maligner Neoplasmen einschließlich der Neoplasmen der lymphatischen und blutbildenden Organe diskutiert. Diese Risiken sind abhängig von der Größe der Strahlenexposition. Das Auftreten von akuten Strahlenschäden bei den heute in der Röntgendiagnostik benötigten Dosen kann ausgeschlossen werden; betrachtet werden muß dagegen das genetische Risiko und die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von Spätschäden.

Die Dosis an den Keimdrüsen bei den verschiedenen röntgendiagnostischen Maßnahmen war Gegenstand zahlreicher Untersuchungen. Die mittlere Keimdrüsendosis und deren Schwankungsbreite für die einzelnen Untersuchungen sind zumindest beim erwachsenen Patienten weitgehend bekannt (siehe z.B. 17).

Mit der Erkenntnis, daß Röntgenstrahlen zur Erhöhung der Tumor- und Leukämierate beitragen, wurde auch versucht, die Dosis in sogenannten kritischen Organen (9) und im Knochenmark zu messen bzw. zu berechnen. Diese Messung bzw. Berechnung stößt natürlicherweise auf Schwierigkeiten, wenn man nur daran denkt, daß das rote Knochenmark an verschiedenen Stellen im Körper vorkommt. Etwas pauschaler hat deswegen Pauly (24) versucht, eine Korrelation zwischen dem Auftreten von Spätschäden und der in einzelnen Körperbereichen bzw. im Gesamtkörper deponierten Energie herzustellen. Für die Verwendung des von ihm vorgeschlagenen Formalismus ist jedoch die Kenntnis der absorbierten Energie für einzelne Untersuchungsmethoden

notwendig. Über die absorbierte Energie für einzelne Untersuchungen existieren bis jetzt in der Literatur nur spärliche Hinweise (4,21,26).

Allein unter Berücksichtigung der Durchleuchtungszeit ist vorauszusagen, daß Herzkatheteruntersuchungen Untersuchungen mit hoher Strahlenexposition sind. Im Patientenkollektiv für Herzkatheteruntersuchungen müssen die Kinder ganz besonders betrachtet werden, weil ihre Lebenserwartung größer als beim Erwachsenen ist. Sie werden deswegen zur genetisch signifikanten Dosis (9) mehr beitragen als Erwachsene, und die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten maligner Neoplasmen nach 10 oder 15 Jahren (Spätschaden) ist für sie größer als bei älteren Patienten.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es,

- 1) bei der Herzkatheteruntersuchung bei Kindern die Dosis an der Patientenoberfläche zu messen, um somit eventuell Rückschlüsse auf die Dosis an kritischen Organen (Auge, Gonaden) zu bekommen,
- 2) die gemessenen Werte bei Kindern mit den in der Literatur publizierten Werten von Erwachsenen zu vergleichen, um dadurch Aussagen machen zu können, ob hier prinzipielle Unterschiede zwischen Erwachsenen und Kindern vorliegen, und
- 3) Phantomversuche unter den Bedingungen der Herzkatheteruntersuchung bei Kindern durchzuführen, um die absorbierte Energie für diese Untersuchung bei Kindern in etwa angeben zu können.

2. Untersuchungsmethode der Herzkatheterisierung und Angiokardiographie bei Kindern

Trotz einer Anzahl neuer, teils nicht invasiver Untersuchungsmethoden behielten die Herzkatheteruntersuchung und Angiokardiographie ihre große Bedeutung bei der Untersuchung herzkranker Kinder. Die Anzahl der vorgenommenen Untersuchungen ist in den letzten Jahren kontinuierlich angestiegen (Abb.1)

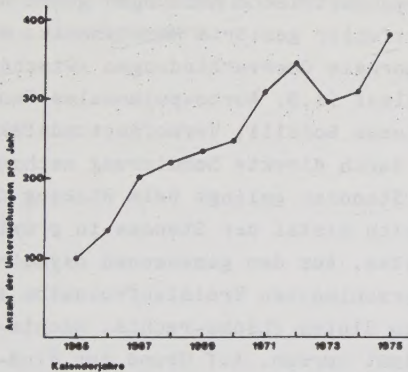


Abb.1 Zunahme der Herzkatheterisierung und Angiokardiographie in den Jahren 1965 bis 1975, entnommen den Leistungsbüchern der Universitäts-Kinderklinik Erlangen

Die Herzkatheter werden entweder venös oder arteriell in Seldinger-Technik, bzw. mit Hilfe der Venaesectio oder der Arteriotomie in eine periphere Vene bzw. Arterie eingeführt. Bei der Rechtsherzkatheteruntersuchung wird der Katheter von der Vena cava inferior aus in den rechten Vorhof, in die Vena cava superior, sowie vom rechten

Vorhof aus in den rechten Ventrikel und in die Pulmonalarterien vorgeführt. Bei der arteriellen Linksherzkatheteruntersuchung wird der Katheter über die Aorta in den linken Ventrikel eingelegt. In Ausnahmefällen gelingt es, vom linken Ventrikel aus den linken Vorhof zu sondieren. Eine spezielle Technik stellt die transseptale Katheterisierung des linken Vorhofes vom rechten Vorhof aus dar (18). Sie wird an der Universitäts-Kinderklinik Erlangen nicht durchgeführt. Die Katheterposition wird durch kurzfristige Durchleuchtungen im p.a. Strahlengang kontrolliert (bis zu 15 sec.). Oxymetrische und manometrische Messungen geben Auskunft über die durch den Herzfehler gestörte Hämodynamik. Weiterhin wird versucht, anormale Querverbindungen zwischen großem und kleinem Kreislauf (z.B. Aorto-pulmonales Fenster, offener Ductus arteriosus Botalli, Vorhofseptumdefekt, Ventrikelseptumdefekt) durch direkte Sondierung nachzuweisen. Die Lokalisation von Stenosen gelingt beim Rückzug des Katheters aus dem Gefäßbereich distal der Stenose in proximale Herz- bzw. Gefäßabschnitte. Aus den gemessenen oxymetrischen Werten können die verschiedenen Kreislaufvolumina sowie die Mengen geshunteten Blutes (Links-rechts, Rechts-links- oder Kreuzshunt) bestimmt werden. Auf Grund der Fluß- und Druckverhältnisse werden die Widerstände im großen und kleinen Kreislauf errechnet.

Der Herzkatheteruntersuchung schließt sich in den meisten Fällen die Angiokardiographie mit Kontrastmittelinjektionen in verschiedene Herz- oder Gefäßabschnitte an (Kinematographie: 50 - 60 Bilder/sec., durchschnittliche Dauer 14 sec.). Die Ergebnisse dieser Untersuchungsmethode geben Auskunft vor allem über die Morphologie der vorliegenden Herz- und Gefäßfehlbildung (33). Die einwandfreie röntgenologische Darstellung im p.a. und im seitlichen Strahlengang ist die unerläßliche Voraussetzung für die Operation, vor allem komplizierter Herzfehler. Der Ort der Kontrastmittelinjektion ergibt sich aus der klinischen und hämodynamischen Verdachtsdiagnose.

Die Verbindung aus Herzkatheteruntersuchungs- und Angiokardiographieergebnissen zeigt das Bestehen anormaler Querverbindungen zwischen dem großen und kleinen Kreislauf auf, weiterhin das Vorhandensein stenosierter, hypoplastischer oder gar atretischer Herz- und Gefäßabschnitte einschließlich ihrer Umgehungskreisläufe. Weiterhin kann die Kontrastmittelinjektion Auskunft über insuffiziente Klappen und über den Kontraktionsablauf der beiden Ventrikel geben.

Einzeleinheiten zu beiden Untersuchungen, wie z.B. Art und Menge des Kontrastmittels, sind der Spezialliteratur zu entnehmen (2,18,33,38).

3. Methodik

3.1. Dosimetrie mit LiF

3.1.1. Begründung für die Auswahl

Für die Dosismessungen am Kind, am und im Phantom wurden die Thermolumineszenzdosimeter verwendet. Die Dosimeter bieten folgende Vorteile:

- 1) Gute Gewebeäquivalenz (geringe Energieabhängigkeit)(20,34)
- 2) Nahezu punktförmige Messung auf Grund der kleinen Abmessungen der Dosimeter (TLD-100 LiF-Ribbons der Fa. Harshaw):
 $3,175 \times 3,175 \times 0,889 \text{ mm}^3$ (20,34)
- 3) Großer Meßbereichsumfang (20,34)
- 4) Hohe Empfindlichkeit (34)
- 5) Unabhängigkeit von der Dosisleistung (34)

Bei den Messungen befanden sich die Ribbons in den von Schreglmann entwickelten Teflonkapseln (34) mit folgenden Abmessungen:

$$\varnothing = 12 \text{ mm, Höhe} = 4 \text{ mm}$$

Bei diesen Abmessungen wird eine Störung des Untersuchungsablaufes gerade noch vermieden. Unter 3.2. wird auf dieses Problem genauer eingegangen.

3.1.2. Auswertevorgang für die LiF-Dosimeter

Die Messung mit LiF-Dosimetern unterteilt sich in Bestrahlung, Temperung, Auswertung und Regenerierung.

Da die LiF-Ribbons der Fa. Harshaw unkalibriert geliefert werden, mußte deren Empfindlichkeit einzeln bestimmt werden. Dies wurde an einem Siemens Stabilipan 200 - Röntgentherapieapparat durchgeführt. An diesem Gerät konnten auch die in der Diagnostik üblichen Spannungen eingestellt werden.

Als Auswerteapparatur wurde der "TL-Analyser Modell 2000" der Fa. Harshaw, Cleveland Ohio, verwendet. Vor dem Auswerten

erfolgte die Temperung:

15 min. Erhitzen bei 100° C (34)

Die Bedingungen am TL-Analyser bei der Auswertung waren (12):

Hochspannung am SEV: 650 V

Ausheiztemperatur: 290° C

Heizdauer: 30 sec.

N₂-Spülung: 0,1 l/min.

Nulleffekt: ca. 20 pC

Eichlicht: ca. 37,7 nC

Die Regenerierung erfolgte an dem Gerät "Annealing Oven, Modell 622" der Fa. D. A. Pitman Limited, Weybridge, folgendermaßen (27):

Erhitzen bei 400° C 1,5 Stunden

Natürliches Abkühlen 2 Stunden

Erhitzen bei 80° C 15 Stunden

Natürliches Abkühlen 1 Stunde

3.1.3. Auswahl der LiF-Ribbons für die Messungen am Kind

Nach 3 Vergleichsbestrahlungen (Durchführung analog Schreglmann (34)) wurden von den 34 bestrahlten LiF-Ribbons 10 verworfen. Die restlichen 24 wurden als gleich empfindlich angesehen. Die Kriterien hierfür waren:

Änderung der Empfindlichkeit für das einzelne LiF-Ribbon: $\leq 8 \%$

Abweichung vom gemeinsamen Mittelwert: $\leq 5 \%$

Der gemeinsame Mittelwert betrug 4,45 nC/R.

3.1.4. Auswahl der LiF-Ribbons für die Messungen am Phantom

Für die Messungen am Phantom konnten mehr LiF-Ribbons eingesetzt werden. Die Auswahl hierfür erfolgte aus einem Kollektiv von 63 Dosimetern. Die Kriterien für die 60 verbliebenen LiF-Ribbons waren:

Änderung der Empfindlichkeit für das einzelne LiF-Ribbon: $\leq 4 \%$

Abweichung vom gemeinsamen Mittelwert: $\leq 2 \%$

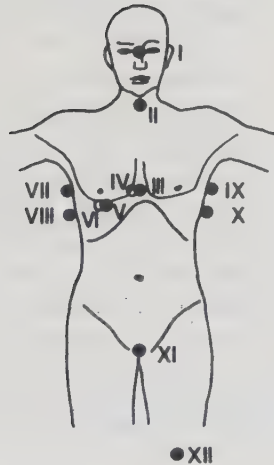
3.2. Meßpunkte am Kind

Die entscheidenden Gesichtspunkte für die Anbringung der Meßpunkte an den Kindern ergaben sich aus medizinischer und radiologischer Sicht. Folgende Fragen sollten beantwortet werden können:

- 1) Die Strahlenexposition empfindlicher Organe (z.B. Augen, Thyreoidea, Gonaden, Knochenmark) ^x (9).
- 2) Die Dosis an willkürlich gewählten Bezugspunkten im p.a. und lat. Strahlengang. Diese Werte dienen zur Übertragung der am Phantom gemessenen Ergebnisse, insbesondere der Integraldosis, auf das Kind (s. Diskussion). ^x
- 3) Hinweise, welche Körperteile im bzw. außerhalb des Strahlengangs liegen. ^x

Die Anzahl der Meßpunkte wurde von Anfang an dadurch begrenzt, daß das Anbringen und Entfernen der Dosimeter den Klinikbetrieb nicht zu stark behindern durfte. Zusätzlich war bei den Meßpunkten III und IV (s.unten) durch die bei Kindern üblicherweise verwendeten niedrigen Spannungen eine Störung der Diagnostik durch die Abbildung der Dosimeter im Röntgenbild zu befürchten. Dieser Verdacht bestätigte sich jedoch nur in einem Fall bei einem sehr kleinen Kind, so daß die beiden Meßpunkte beibehalten werden konnten. Schließlich wurde an folgenden 12 Meßpunkten die Dosis gemessen:

^x In Tabelle 1 wird verwendet:
für die Frage 1 die Kurzbezeichnung "kritisches Organ",
für die Frage 2 die Kurzbezeichnung "Bezugswerte",
für die Frage 3 die Kurzbezeichnung "Feldgrenze".



- Meßpunkt vorne oder seitlich
- Meßpunkt am Rücken

Abb. 2 Position der Dosimeter an den Kindern bei Herzkatheterisierung und Angiokardiographie

MP ⁺	I Auge:	zwischen beiden Augen auf der Nasenwurzel
MP	II Thyreoidea:	etwa Mitte der Thyreoidea
MP	III Sternum:	Schnittpunkt der Medianlinie mit der Verbindungslinie beider Mamillen
MP	IV ca. 7. BWK:	entsprechend III am Rücken
MP	V ca. 5. Rippe:	Schnittpunkt der Medioclavicularlinie mit Verbindungslinie der Meßpunkte III und VIII
MP	VI ca. 9. BWK:	entsprechend V am Rücken

MP⁺: Abkürzung für Meßpunkt

- MP VII 1.ax.re.o.: Schnittpunkt der L.axillaris med. mit Verbindungslinie beider Mamillen, rechts
- MP VIII 1.ax.re.u.: Schnittpunkt der L.axillaris med. mit der Horizontalen durch das Ende des Processus xiphoideus, rechts
- MP IX 1.ax.li.o.: entsprechend zu VII links
- MP X 1.ax.li.u.: entsprechend zu VIII links
- MP XI Gonaden: bei Jungen auf dem Penis, bei Mädchen in Höhe der Projektion der Ovarien auf die dem Röntgenstrahl abgewandte Hautfläche
- MP XII Tibia: unteres Tibiadrittel

Die einzelnen Meßpunkte sollten dabei über folgende bereits erwähnten Fragen Aufschluß geben:

Tabelle 1: Fragestellung an den einzelnen Meßpunkten

Meßpunkt	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X	XI	XII
① b d f L	Kritisches Organ											
	x	x	x	x							x	x
	Bezugswerte											
				x	x	x	x		x	x	x	
	Feldgrenze											
				x		x	x		x	x	x	

3.3. Bau eines Phantoms

3.3.1. Geometrische Abmessungen des Phantoms

An den untersuchten Kindern konnten nur Oberflächendosen gemessen werden. Die zur Berechnung der Integraldosis benötigte Dosisverteilung im Körper kann dagegen nur am Phantom bestimmt werden. Es wurde deshalb ein Thoraxphantom ohne Extremitäten und ohne Hals gebaut. Maße und Absorptionseigenschaften müssen dabei weitgehend den natürlichen Verhältnissen am Kind entsprechen.

Als Maße wurden die Mittelwerte der sagittalen und lateralen Thoraxdurchmesser der Gruppe A der untersuchten Kinder ver-

wendet (s. Gruppeneinteilung 4.1.). Die Höhe wurde mit 30,5 cm willkürlich gewählt. Der folgenden Tabelle sind die errechneten und am Phantom verwirklichten Abmessungen zu entnehmen:

Tabelle 2: Abmessungen vom Phantom und von Kindern der Gruppe A (Mittelwerte und Standardabweichung des Einzelwertes)

	Mittelwert bei 21 Kindern (Gruppe A)	Phantom
sag. Ø in cm	13,7 $\pm$ 2,4	14,5
lat. Ø in cm	18,6 $\pm$ 3,4	19,5

Der Querschnitt, nach dem das Phantom in Längsrichtung einheitlich gebaut wurde, liegt in Höhe des 6. Brustwirbelkörpers, da dieses Gebiet am häufigsten im Strahlengang liegt.

Beim Bau des Phantoms wurden zwecks Vereinfachung Rippen und Brustbein weggelassen, sowie die Wirbelsäule durch Schwefel (Durchmesser 3 cm) ersetzt. Der Einfluß dieser Veränderungen auf die Meßergebnisse wird in der Diskussion erörtert werden.

Den Unterschied zwischen Phantom und tatsächlichen anatomischen Verhältnissen (37) zeigen Abb. 4 und Abb. 5 in Abschnitt 3.4..

3.3.2. Auswahlkriterien für das Phantom-Material

Die Schwächung der bei der Herzkatheteruntersuchung und Angiokardiographie verwendeten Strahlung von 60 - 115 kV (s. Tab. 7) erfolgt hauptsächlich durch den Photoeffekt, weniger durch den Comptoneffekt. Während die Schwächung durch den Comptoneffekt nur von der Dichte abhängt, ist der Photoabsorptionskoeffizient weitgehend der dritten Potenz der Ordnungszahl und der Dichte des Absorbermaterials proportional (6, 15, 22). Als Phantommaterialien

wurden demzufolge Stoffe gewählt, die in Dichte und effektiver Ordnungszahl dem entsprechenden menschlichen Gewebe so ähnlich wie möglich sind, nämlich

Paraffin für Muskulatur,
Schaumstoff für Lunge und
Schwefel für Knochen, hier speziell für die
Wirbelsäule (22).

Die Tabellen 3 und 4 geben Aufschluß über Dichten und effektive Ordnungszahlen der einander entsprechenden Stoffe. Die effektiven Ordnungszahlen wurden nach folgender Formel berechnet:

$$Z_{\tau}^3 = \sum a_i Z_i^3 \quad (22)$$

wobei Z_{τ} die effektive Ordnungszahl für den Photoeffekt,
 Z_i die tatsächliche Ordnungszahl der jeweiligen
Atomsorte und
 a_i den Bruchteil der jeweiligen Atomsorte an der
Elektronenkonzentration einer Verbindung bedeuten.

Tabelle 3: Dichten von menschlichem Gewebe und Ersatzmaterial am Phantom (14,19,22,30,31)

Phantom	Dichte g/cm ³		Kind
Paraffin	0,88	1,05	Muskulatur
Schaumstoff	0,1	0,3	Lunge
Schwefel	2,06	2,2	Kompakter Knochen

Tabelle 4: Ordnungszahlen von menschlichem Gewebe und Ersatzmaterial am Phantom (5,15,19)

Phantom	effektive Ordnungszahl		Kind
Paraffin	5,44	7,42	Muskulatur
Schaumstoff	6,36	7,42	Lunge
Schwefel	16	13,8	Kompakter Knochen

Die Unterschiede der jeweiligen Werte in ihrer Bedeutung für die Integraldosis am Kind werden in der Diskussion erörtert.

3.3.3. Herstellung des Phantoms

Bei der Herstellung wurde eine zurechtgebogene Blechform mit 5 Gipsbinden umwickelt. Nach Erhärten des Gipses und Entfernen der Blechform wurden in die Gipsform der Schwefel und die beiden aus Schaumstoff zurechtgeschnittenen Lungenflügel gestellt. Der noch freie Raum wurde mit flüssigem Paraffin ausgefüllt. Nach Erhärten des Paraffins wurde die Gipsform entfernt.

3.4. Meßpunkte am Phantom

Am Phantom wurden die Meßpunkte in 3 Gruppen eingeteilt:

- 1.: die Meßpunkte an der Außenseite,
- 2.: die Meßpunkte im Querschnitt und
- 3.: die Meßpunkte im Längsschnitt.

Zu 1.:

Die Meßpunkte am Kind konnten am Phantom nicht alle verifiziert werden, da dieses ohne Extremitäten und ohne Hals gebaut worden war. Dies betrifft insbesondere die Meßpunkte I, II, XI und XII. Die anderen 8 Meßpunkte wurden beibehalten. Das folgende Bild (Abb. 3) zeigt sowohl die vorderen als auch die seitlichen Meßpunkte, nicht jedoch die am Rücken angebrachten Meßpunkte IV und VI (s. Abb. 2).



Abb. 3: Vordere und seitliche Meßpunkte am Phantom
Die Numerierung entspricht der in Abb. 2

Zu 2.:

Zur Berechnung der Integraldosis im Körper war die Kenntnis der räumlichen Dosisverteilung Voraussetzung. Diese wurde durch die Meßpunkte im Querschnitt und im Längsschnitt des Phantoms gewonnen.

Im Querschnitt wurden 31 Meßpunkte so angebracht, daß die Querabstände im Durchschnitt 2,5 cm, die Längsabstände 2 cm betrugen. Die einzelnen Meßpunkte wurden in die Reihen 1q - 7q und Aq - Gq unterteilt (s. Abb. 4).

Der Vergleich der Abb. 4 und 5 zeigt den bereits unter 3.3.1. erwähnten Unterschied zwischen Phantom und tatsächlichen anatomischen Verhältnissen auf.

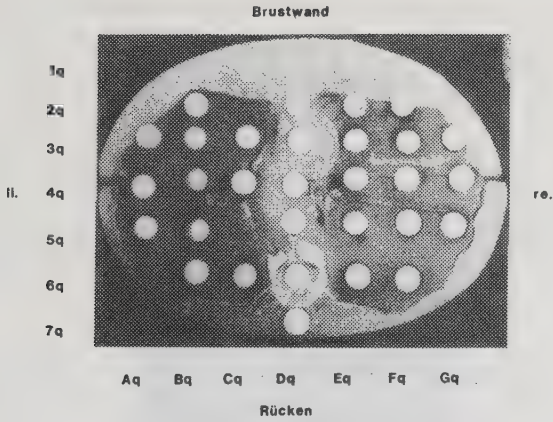


Abb. 4 Querschnitt durch das verwendete Phantom mit den dosimetern

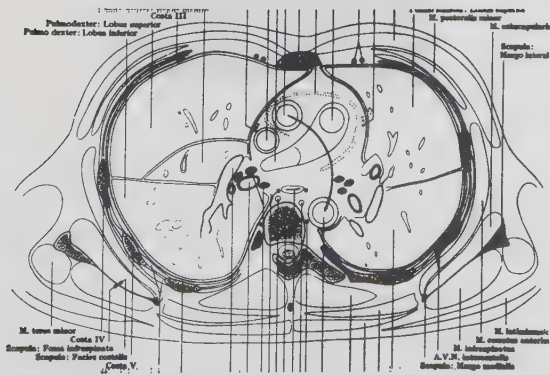


Abb. 5 Querschnitt in Höhe von Th 6 nach Takhashi (37)

Zu 3.:

Im Längsschnitt betrugen die Querabstände zwischen den Meßpunkten rechts 3 cm bzw. 4,2 cm, links 4,4 cm. Die Längsabstände waren 3,3 cm groß. Die einzelnen Meßpunkte wurden in die Reihen 1l - 4l und A1 - D1 unterteilt (s. Abb. 6)

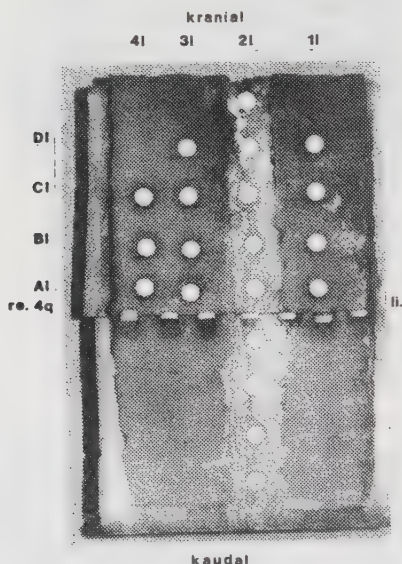


Abb. 6 Längsschnitt durch das verwendete Phantom mit den Dosimetern

3.5. Röntgenanlage bei den Untersuchungen

Die Herzkatheterisierung und Angiokardiographie erfolgten an einer "2 - Ebenen - Angiographie - Kinoanlage". Die Daten der Anlage an der Universitäts-Kinderklinik Erlangen

sind der folgenden Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 5: Technische Daten der Röntgenanlage der Universitäts-Kinderklinik Erlangen

Gerät	2 Ebenen-Angiographie-Kinoanlage
Generator	Tridoros 5 S Zwölfpulsgenerator
Röhre	Biangulix-Rapid-Röhre Bi 150/30/50 RG Gesamtfilterung 2 mm Al
Raster	Pb 12/40
Kamera	35 mm Kamera (Rollfilmkamera) Ariflex
Bildverstärker	25/15 cm Bildverstärker Sirecon-duplex 25/15
Fernsehkette	36 cm Bildschirm Bandspeicher Siricord X; jeweils für 2 Ebenen
Tisch	Koordinat
Stativ	3 D-Stativ

4. Ergebnisse der Untersuchungen an Kindern

4.1. Beschreibung des Patientengutes

Zur Ermittlung der durchschnittlichen Strahlenbelastung bei Herzkatheterisierung und Angiokardiographie wurden bei 25 Kindern Messungen durchgeführt. Dabei wurde keine Auswahl nach bestimmten Kriterien getroffen (z.B. Alter, Erst- oder Zweituntersuchung, Art der Herzfehler). Lediglich die an Neugeborenen erforderlichen Notkatheterisierungen wurden nicht mit erfaßt, da bereits das Anbringen der Dosimeter zuviel Zeit beansprucht hätte.

Die zufällige Auswahl der untersuchten Kinder hatte zur Folge, daß bei einigen Kindern, die bereits operiert waren, die sonst übliche Angiokardiographie weggelassen wurde. Daher unterteilt sich das Patientengut in 2 Gruppen.

Gruppe A : Sie umfaßt 21 Kinder, bei denen Herzkatheterisierung und Angiokardiographie durchgeführt wurden.

Gruppe B : Sie umfaßt 4 Kinder, bei denen nur die Herzkatheterisierung durchgeführt wurde; d.h. hier entfällt die Strahlenexposition durch die Angiokardiographie und die lat. Durchleuchtung.

Nähere Angaben über die Kinder beider Gruppen sind in Tabelle 6 zusammengefaßt.

Tabelle 6 : Daten der Kinder; angegeben sind jeweils Mittelwert und Standardabweichung des Einzelwertes.

	Gruppe A	Gruppe B
sagittaler Ø in cm	13,7 $\pm$ 2,4	16,8 $\pm$ 4,4
lateral Ø in cm	18,6 $\pm$ 3,4	22 $\pm$ 5,1
Alter in Jahren	6,2 $\pm$ 4,2	11,4 $\pm$ 5,4
Gewicht in kg	22 $\pm$ 15	40,4 $\pm$ 23,2
Größe in cm	115 $\pm$ 31	146 $\pm$ 30,6

Zum Erfassen der Daten bei den Untersuchungen wurde folgender Untersuchungsbogen verwendet:

Nr. _____

Datum: _____

Patient: _____

Größe : _____ cm / m

♂ ♀

Gewicht: _____ g / kg

sag. Durchmesser: _____ cm

Alter : _____ Jahre

lat. Durchmesser: _____ cm

_____ Monate

_____ Wochen

Art der Untersuchung:						Besonderes:		
Diagnose/Indikation :								
Untersuchender Arzt :								
	Zeit in min.	Spannung in kV	Strom in mA	Flächen- dosis in R x cm ²	Bildgröße in cm ²		Abstände in cm	
					Monitor klein	groß	FFA	FPA
Durchleuchtung	p.a.							
	lat.							
Angiographie	p.a.							
	lat.							
Gesamt								

Abb. 7: Untersuchungsbogen zum Erfassen der Daten bei
den Untersuchungen

4.2. Untersuchungsbedingungen

Die Untersuchungen an den Kindern wurden bei den in Tabelle 7 (Seite 21) zusammengestellten Bedingungen durchgeführt. Es sind sowohl die Mittelwerte, als auch die Extremwerte aufgeführt. Der Strom bei der Angiokardiographie von 25,7 bzw. 31,4 mA entspricht jeweils einer Bildfrequenz von 57 Bildern/min. Die unterschiedliche Zeit in p.a. und lat. Angiokardiographie entstand, weil manchmal auf die laterale Einblendung verzichtet wurde.

4.3. Meßergebnisse

Unter den in Tabelle 7 genannten Bedingungen wurden an den einzelnen Meßpunkten die in Tabelle 8 (Seite 22) aufgeführten Ionendosen gemessen.

4.4. Strahlenexposition kritischer Organe

(Gesichtspunkt 1 von Abschnitt 3.2.)

4.4.1. Auge (Meßpunkt I)

Wie aus Tabelle 8 hervorgeht, liegen die bei den Herzkatheterisierungen gemessenen Ionendosen bei 26 mR bzw. 6 mR (Gruppen A und B); die Dosis ist im übrigen abhängig vom mAs-Produkt.

Der Zusammenhang zwischen Augendosis und mAs-Produkt wurde in Abb. 8 aufgetragen. Wie man sieht, ist die Korrelation zwischen mAs-Produkt und Strahlenexposition nicht sehr gut. Dies ist erklärlich, da die Strahlenexposition des Auges von der Patientengröße und vom Abstand des Auges zur Feldgrößengrenze abhängig ist.

Bezieht man jedoch rein formal in beiden Gruppen die Strahlenexposition auf 1 mAs, so erhält man im Mittel für beide Gruppen etwa 13 μ R/mAs.

Tabelle 7: Mittel- und Extremwerte bei Herzkatheterisierung und Angiokardiographie bei Kindern

	G r u p p e A				Gruppe B	
	Durchleuchtung		Angiographie			Durchleuchtung
	p.a.	lat.	p.a.	lat.		
Spannung kV	62 52-71	85 70-105	66 60-95	115 95-125	65 54-78	
Strom mA	1,0 0,8-1,5	0,6 0,3-0,8	25,7 21,2-27	31,4 25,9-33	1,2 0,9-1,5	
Zeit sec	918 301-2960	33 10-185	20 12-54	19 12-41	395 164-616	
FFA cm	86,4 81-90,4	108,3 104,3-112,3	86,4 81-90,4	108,3 104,3-112,3	87,8 82,3-88,5	
FPA cm	63	67,9 64,5-78	63	67,9 64,5-78	63	
Feldgröße am Kind cm	2 12,4x12,9	14,3x8,6	12,4x12,9	14,3x8,6	13,8x14,1	
mAs-Produkte	927 235-3256	18,8 3-148	516 324-1474	602 396-1366	465 255-739	

Tabelle 8: Gemessene Ionendosen in R und Standardabweichung der Einzelmessung

Meßpunkt	Patienten Gruppe A		Patienten Gruppe B	
	n	Dosis in R	n	Dosis in R
I Auge	21	0,026 ± 0,019	4	0,006 ± 0,005
II Thyreoidea	17	0,245 ± 0,185	3	0,034 ± 0,016
III Sternum	21	0,610 ± 0,637	4	0,064 ± 0,025
IV 7.BWK	21	10,5 ± 6,1	4	5,78 ± 3,75
V 5.Rippe	21	1,31 ± 1,40	4	0,138 ± 0,065
VI 9.BWK	21	9,54 ± 8,36	4	0,75 ± 0,64
VII 1.ax.re.o.	20	2,33 ± 0,96	4	0,060 ± 0,014
VIII 1.ax.re.u.	20	1,86 ± 1,23	4	0,037 ± 0,021
IX 1.ax.li.o.	19	0,56 ± 0,85	4	0,090 ± 0,016
X 1.ax.li.u.	19	0,48 ± 0,79	4	0,062 ± 0,049
XI Gonaden ♂ ♀ ^x	12	0,011 ± 0,003	1	0,004
	8	0,018 ± 0,011	3	0,009 ± 0,005
XII Tibia	21	0,007 ± 0,004	4	0,007 ± 0,002

x

Oberflächendosen in Höhe der weiblichen Gonaden

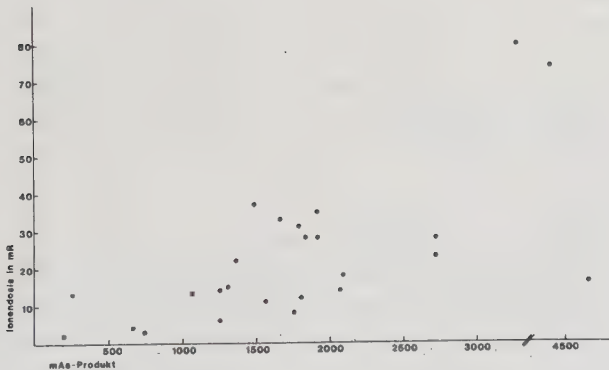


Abb. 8: Gemessene Ionendosen am Auge in Abhängigkeit vom mAs-Produkt

- Meßpunkt der Gruppe A
- Meßpunkt der Gruppe B

4.4.2. Thyreoidea (Meßpunkt II)

An der Schilddrüse waren aufgrund des geringeren Abstandes zum Expositionsfeld die gemessenen Dosen deutlich höher als am Auge (Tabelle 8). Auch hier erhält man bei der Gruppe A im Mittel mit 245 mR höhere Werte als in der Gruppe B mit 34 mR, wieder in Abhängigkeit vom geringeren mAs-Produkt. Der Versuch, eine einfache Beziehung zwischen Dosis und mAs - Produkt zu finden, schlug auch hier fehl, wie Abb. 9 zeigt.

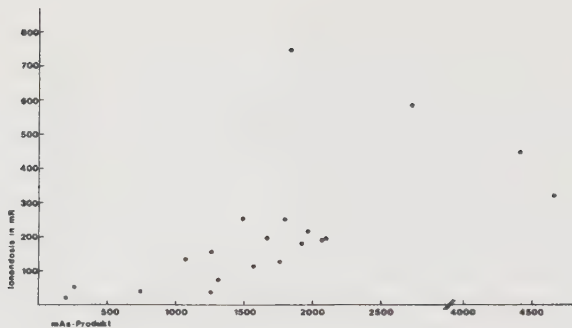


Abb. 9: Gemessene Ionendosen an der Thyreoidea in Abhängigkeit vom mAs-Produkt

- Meßpunkt der Gruppe A
- Meßpunkt der Gruppe B

Der Quotient Ionendosis/mAs-Produkt beträgt im Mittel
für die Gruppe A 118,7 μ R/mAs,
für die Gruppe B 73,1 μ R/mAs.

4.4.3. Knochenmark im Sternum (Meßpunkt III)

Meßpunkt III wurde gewählt, um eventuell Hinweise über die Strahlenexposition des roten Knochenmarks im Sternum zu erhalten. Zwar enthält dieses nur 2,3% des gesamten roten Knochenmarks (14), doch ist es wegen der guten Funktionsmöglichkeit klinisch relevant.

Bei Austrittsdosen von 610 mR (Gruppe A) bzw. 64 mR (Gruppe B) ist auch hier entsprechend dem mAs-Produkt ein deutlicher Unterschied in der Strahlenbelastung beider Gruppen zu sehen.

4.4.4. Knochenmark in der BWS (Meßpunkt IV)

Für die Strahlenbelastung des roten Knochenmarks wesentlich bedeutender ist der Meßpunkt IV. Immerhin enthalten die Brustwirbel rund 14% des gesamten roten Knochenmarks, die bei der Herzkatheteruntersuchung im Feld liegenden Brustwirbel I bis X noch 11,5% des roten Knochenmarks (siehe auch Abschnitt 4.5.3.).

In Gegensatz zu den Meßpunkten I und II, wo Austrittsdosen gemessen wurden, handelt es sich bei Meßpunkt IV um eine Oberflächendosis an der Eintrittsseite. Im Meßergebnis spielt bei Meßpunkt IV die Schwächung der Strahlung durch Absorption im Körper also keine Rolle, jedoch etwas die Rückstreuung. Demzufolge muß eine Beziehung zwischen mAs-Produkt und gemessener Dosis an diesem Meßpunkt am deutlichsten sein. Unter Berücksichtigung der Abhängigkeit der LiF-Dosimeter vom Einfallswinkel der Strahlung((s. 5.2.)20,34) wurde nun versucht, eine Beziehung zwischen dem mAs-Produkt im Strahlengang p.a. und der gemessenen Ionendosis mit Hilfe einer Geradengleichung herzustellen.

Für die Gruppe A wurde folgende Beziehung zwischen der Strahlenexposition (y) und dem mAs-Produkt (x) erhalten:

$$y = 7,06 \cdot 10^{-3} x;$$

wobei die Strahlenexposition in der Einheit Röntgen anzugeben ist.

Der Korrelationskoeffizient beträgt 0,96. Die Irrtumswahrscheinlichkeit, daß die angegebene Funktion den Zusammenhang zwischen mAs-Produkt und Ionendosis beschreibt, ist damit kleiner als 0,1% (3).

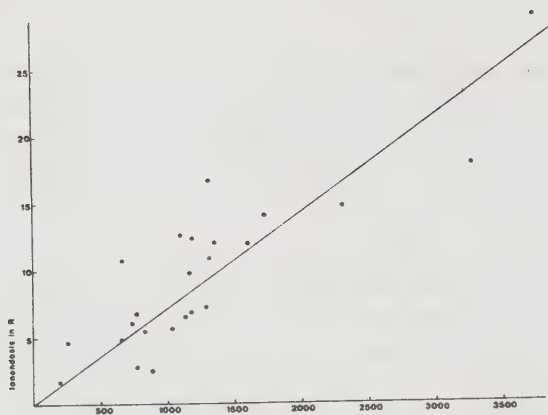


Abb. 10: Gemessene Ionendosen am Meßpunkt IV in Abhängigkeit vom mAs-Produkt und Gerade

$$y = 7,06 \cdot 10^{-3} x$$

● Meßpunkt der Gruppe A

■ Meßpunkt der Gruppe B

4.4.5. Knochenmark in der Tibia (Meßpunkt XII)

Beim Kind enthält die Tibia 4,27% rotes Knochenmark (12). Bei beiden Gruppen wurde eine Ionendosis von etwa 7 mR gemessen. Ein Bezug zwischen Strahlenexposition und mAs-Produkt ist nicht herzustellen.

4.4.6. Gonaden (Meßpunkt XI)

Wie aus Tabelle 8 hervorgeht, wurden die Gonadendosen in beiden Gruppen nach Geschlecht getrennt bestimmt. Auf-

fallend bei den Meßwerten ist innerhalb beider Gruppen die höhere Strahlenbelastung der Mädchen bei den Oberflächen-dosen in Höhe der weiblichen Gonaden. Dies war aufgrund der näheren Lage der weiblichen Gonaden zum Untersuchungs-objekt Herz zu erwarten. Dasselbe Ergebnis hatte Stadler bei der MDP nachgewiesen (36). Es wurde zwar nur an der Oberfläche gemessen, trotzdem ist diese Aussage für die Gonaden richtig. Bei der Einstrahlungsrichtung p.a. tritt bei den Mädchen nämlich ein Dosisabfall von den Gonaden bis zum Austritt ein, so daß die Austrittsdosis kleiner als die Gonadendosis sein muß. Bei den Jungen dagegen ent-fällt dieser Dosisabfall. Hierdurch wird der Unterschied zwischen männlichen und weiblichen Gonadendosen noch deut-licher, als es die Oberflächendosen bereits ausdrücken. Die größeren Gonadendosen der Jungen bzw. Mädchen der Gruppe A gegenüber denen der Gruppe B sind Ausdruck der verschiedenen großen mAs-Produkte.

4.5. Feldgrößenbestimmung (Gesichtspunkt 3 von 3.2.)

Für die Strahlenexposition spielt der Querschnitt des Strahlenbündels, die Feldgröße, eine wichtige Rolle. Nach Ansicht der Erlanger Kardiologen wird das Feld begrenzt:
im lat. Strahlengang:
durch obere und untere Brustwand sowie je eine Linie durch Sternumende und Xiphoidende,
im p.a. Strahlengang:
durch je eine Linie durch Sternumende und Xiphoidende so-wie die beiden Medioclavicularlinien, wobei die linke manchmal um 1-2 cm überschritten werden kann.
Zur Überprüfung dieser Angaben wurden die Bilder am Mōni-tor gemessen und auf die Darstellung der Skeletteile hin betrachtet. Zusätzlich sollten die Meßwerte der in Tabelle 1 unter dem Gesichtspunkt Feldgrenze genannten Meßpunkte Hinweise geben.

So weisen die verschieden hohen Meßwerte zweier benachbarter Meßpunkte darauf hin, daß der Meßpunkt mit dem höheren Wert häufiger im Expositionsfeld liegt als der Meßpunkt mit dem niedrigeren Wert. In diesem Bereich muß demzufolge die Feldgrenze liegen. Als Beispiel seien die Meßpunkte IV und VI erwähnt.

Eine Differenz der Meßwerte zweier Meßpunkte kann aber auch nur anzeigen, in welchem Bereich das Feld häufiger eingeblendet ist. Dies gilt beim p.a. Strahlengang insbesondere für die Meßpunkte VII mit VIII und IX mit X der Gruppe B (s. Abb. 2), weil durch das Fehlen des lat. Strahlenganges in dieser Gruppe die Meßergebnisse eindeutig über den p.a. Strahlengang Auskunft geben.

Schließlich kann der Vergleich von Meßergebnissen auch nur die Existenz eines Strahlengangs nachweisen, was für den lat. Strahlengang beim Vergleich der Meßwerte der Meßpunkte VII und VIII der Gruppe A und B gilt.

Genauer wird auf diese Überlegungen bei der nun folgenden Untersuchung der beiden Feldgrößen eingegangen.

4.5.1. Feldgröße im p.a. Strahlengang.

Nach Umrechnung der Bildabmessungen am Monitor ergeben sich als mittlere Feldgrößen

$$\begin{aligned} &12,4 \times 12,9 \text{ cm}^2 \text{ in Gruppe A,} \\ &13,8 \times 14,1 \text{ cm}^2 \text{ in Gruppe B.} \end{aligned}$$

Der größere Wert der Gruppe B hängt mit dem größeren lat. Thoraxdurchmesser der Kinder dieser Gruppe zusammen (s. Tab. 6).

Mit Hilfe obiger Angaben ist jedoch noch keine Aussage über die Lage der Grenzlinien möglich. Hinweise darauf können die bereits erwähnten Werte an den Meßpunkten geben (s. Tab. 8).

Nach den Überlegungen unter 4.5. liegt dem Vergleich der

Werte an den Meßpunkten IV und VI zufolge der Meßpunkt VI bei Gruppe A innerhalb, bei Gruppe B außerhalb der Feldgröße. Daraus folgt, daß die rechte Feldgrößengrenze im Bereich von Meßpunkt VI, also in der Nähe der Medioclavicularlinie verläuft.

Über die linke Grenze läßt sich eine Aussage noch schwerer gewinnen. Da in Gruppe A die Meßpunkte VII bis X neben dem p.a. auch vom lat. Strahlengang beeinflusst sind, können nur Werte der Gruppe B Hinweise geben.

Die höhere Strahlenbelastung der Meßpunkte VII bzw. VIII gegenüber den Meßpunkten IX bzw. X der Gruppe B läßt nur den Schluß zu, daß die linke Körperseite öfter durchleuchtet wird als die rechte.

Für die obere und die untere Grenze gilt ähnliches wie für die linke Grenze. Wegen des Einflusses des lat. Strahlenganges auf die Meßpunkte VII bis X wurden hier ebenfalls nur die Werte der Gruppe B betrachtet. Ein Vergleich der Werte der Meßpunkte VII bzw. IX mit denen der Meßpunkte VIII bzw. X beweist, daß in Höhe der Mammæ häufiger durchleuchtet wird als in Höhe des Xiphoids.

Vergleicht man die hier gewonnenen Ergebnisse mit der Schätzung der Kardiologen und der bei den Untersuchungen angestellten Beobachtung, welche Skeletteile im Röntgenbild sichtbar sind, so ergibt sich folgendes Resultat: bei der Durchleuchtung wird die linke Seite bevorzugt, was ja auch der anatomischen Lage des Herzens entspricht. Die Grenzen werden im einzelnen gebildet:

rechts	durch die Medioclavicularlinie (MCL),
links	durch eine 1 cm außerhalb der MCL verlaufende Linie,
kranial	durch eine durch das Sternumende verlaufende Linie,
kaudal	durch eine 0,5 cm kaudal vom Xiphoidende verlaufende Linie.

Verschiebungen der rechten und der linken Grenze bis zu 2 cm nach links sind üblich, wie überhaupt alle Grenzen besser nur zur Orientierung dienen.

In der folgenden Abbildung 11 erscheint die Feldgröße im Vergleich zur Größe des Herzens sehr großzügig gewählt. Es ist jedoch zu bedenken, daß pathologische Herzen untersucht wurden, die wesentlich größer als das eingezeichnete physiologische Herz sind und außerdem auch die Pulmonalarterien mit untersucht wurden (s. 2.).

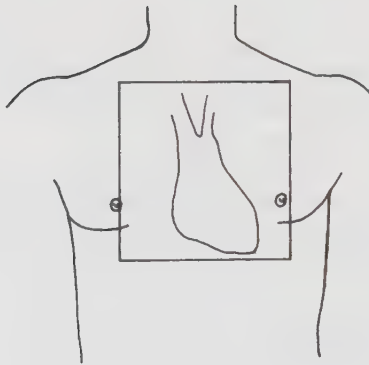


Abb. 11: Feldgröße im p.a. Strahlengang mit Untersuchungsobjekt Herz

4.5.2. Feldgröße im lat. Strahlengang

Als Feldgröße für Gruppe A wurden nach Umrechnung der Bildabmessungen am Monitor

$$14,3 \times 8,6 \text{ cm}^2$$

ermittelt.

Mit 14,3 cm entspricht die Breite des eingeblendeten Bildes in etwa den 12,9 cm des Bildes im p.a. Strahlengang, was auch den Beobachtungen am Monitor entspricht.

Es sind also kranial und kaudal ziemlich dieselben Grenzen zu erwarten.

Daß die kaudale Grenze des lat. Bildes tatsächlich in Höhe des Xiphoids verläuft, deutet der Vergleich der Werte der Meßpunkte VII mit VIII und IX mit X der Gruppe A an (s. Tabelle 8). Beide Vergleiche besagen, daß die unteren Meßpunkte VIII und X zwar oft, aber nicht immer im lat. Strahlengang liegen. Also muß, den Überlegungen unter 4.5. zufolge, die Grenze in deren Bereich, also in Höhe des Xiphoids liegen.

Die Existenz eines lat. Feldes beweist eine Gegenüberstellung der Werte der Meßpunkte VII bis X der Gruppen A und B (s. Tabelle 8).

Ein Hinweis auf die obere und die untere Grenze ist den Werten der Meßpunkte nicht zu entnehmen. Zu deren Bestimmung müssen daher die Beobachtungen am Monitor, die Höhe der lat. Feldgröße von 8,6 cm sowie der mittlere sag. Durchmesser der Kinder der Gruppe A von 13,7 cm Verwendung finden. Unter Berücksichtigung all dieser Punkte lassen sich die obere Brustwand als obere und die hintere Axillarlinie als untere Grenze ermitteln.

Durch Verwendung aller Ergebnisse lassen sich demnach folgende Grenzen angeben:

kranial	eine Linie durch das Sternumende,
kaudal	eine Linie 2 cm kaudal vom Xiphoidende,
oben x)	eine Linie entlang der oberen Brustwand,
unten x)	die hintere Axillarlinie.

4.5.3. Organe im Nutzstrahlenfeld

Wie in den Abschnitten 4.5.1. und 4.5.2. dargelegt, fallen in beiden Strahlengängen (p.a. und lateral) die kranialen und kaudalen Feldgrößengrenzen ziemlich genau zusammen, so daß in beiden Fällen etwa dieselben Organe exponiert werden.

Dies sind vor allem die Organe im Thoraxbereich:

Lunge mit Trachea und Bronchien, sowie Lungenfell,
rotes Knochenmark enthaltende Knochen wie die ersten
10 Wirbel der BWS, Sternum, Teile der ersten 6 Rippen
und der beiden Schlüsselbeine,
und im Bereich des Mediastinums:

Thymus,

Herz und Herzbeutel,

Speiseröhre,

Ductus thoracicus (Lymphabfluß)

Nerven und die großen Gefäße (32,35).

Von den Organen des Abdomens liegen im Nutzstrahlenbereich kraniale Abschnitte von

Leber,

Milz,

Magen,

Nebennieren.

x)

Patientenvorderseite bzw. -rückseite

5. Modelluntersuchungen am Phantom

5.1. Versuchsbedingungen

Eines der Hauptziele der Arbeit war die Berechnung der Integraldosis bei der Herzkatheterisierung und Angiokardiographie beim Kind (s. Abschnitt 3.3., Gesichtspunkt 2). Daher mußten die Meßergebnisse der Oberflächendosen bei den Kindern mit denen am Phantom in Bezug gesetzt werden können. Bei Übereinstimmung der Oberflächendosen und sonst gleichen Bedingungen (siehe Tabelle 7 und 9) werden die Dosisverteilungen im Patientenkörper und im Phantom weitgehend übereinstimmen.

Tabelle 9: Werte beim Phantomversuch

	Durchleuchtung		Angiographie	
	p.a.	lat.	p.a.	lat.
Spannung kV	59	88	68	114
Strom mA	1,5	0,5	26,6	32,5
Zeit sec	917	33	21	21
FFA cm	86	108	86	108
FPA cm	63	66	63	66
Feldgröße cm ²	13,1x14,1	14,1x9,6	13,1x14,1	14,1x9,6
mAs-Produkt	1376	14,9	558	696

Wie aus den Tabellen 7 und 9 hervorgeht, besteht eine Diskrepanz nur beim Durchleuchtungsstrom (1,5 zu 1,0 mA) im p.a. Strahlengang zwischen den Untersuchungsbedingungen bei den Patienten (Gruppe A) und denen am Phantom. Diese Abweichung wird bei der Diskussion der Meßergebnisse berücksichtigt (s. Abschnitt 5.2.).

5.2. Meßergebnisse am Phantom

In Abschnitt 5.1. wurde bereits auf den Unterschied des Durchleuchtungsstromes zwischen Kinderuntersuchungen und Phantomversuch hingewiesen. Um trotz der dadurch bedingten unterschiedlichen Strahlenexposition die jeweiligen Meßergebnisse vergleichen zu können, war eine Korrektur der im Phantomversuch gewonnenen Werte notwendig, und zwar derjenigen, die hauptsächlich im p.a. Strahlengang lagen. Dies sind alle Meßpunkte mit Ausnahme der in der Axillarlinie gelegenen.

Für alle Meßwerte im Querschnitt war ein weiterer Korrekturfaktor notwendig. Wie auch Schreglmann (34) zeigte, besteht bei den LiF-Plättchen eine Winkelabhängigkeit. Unter Berücksichtigung beider Faktoren erfolgt nun im einzelnen die Korrektur der entsprechenden Meßwerte. Die Ergebnisse sind in Tabelle 10 bis 12 dargestellt.

Tabelle 10: Ionendosen an der Außenseite (s. Abb. 3), gemessen am Phantom, umgerechnet auf Untersuchungsbedingungen am Kind

Meßpunkt	Dosis in R
III	0,65
IV	11,2
V	2,40
VI	11,3
VII	1,54
VIII	1,78
IX	1,250
X	0,55

Tabelle 11: Ionendosen in R im Querschnitt (s. Abb. 4),
gemessen im Phantom, umgerechnet auf Unter-
suchungsbedingungen am Kind. Zuordnung der
Meßpunkte entsprechend Abb. 4

	A _q	B _q	C _q	D _q	E _q	F _q	G _q
1 _q			2,52	0,83	2,46		
2 _q		2,52		1,09	2,44	3,69	
3 _q	3,0	3,19	3,03	1,45	3,58	4,67	1,48
4 _q	4,20	4,86	4,60	1,51	5,30	5,39	1,51
5 _q	6,25	6,38		1,41	5,45	5,95	1,51
6 _q		6,99	6,67	1,30	6,16	6,12	
7 _q				9,72			

Tabelle 12: Ionendosen in R im Längsschnitt (s. Abb. 6),
gemessen im Phantom, umgerechnet auf Unter-
suchungsbedingungen am Kind. (Zuordnung der
Meßpunkte entsprechend Abb. 6)

	11	21	31	41	
		0,50			
D1	0,51	0,70			
C1	0,75	0,77	1,0	1,05	
B1	4,64	1,35	5,58	1,44	
li. A1	6,32	1,42	6,15	1,51	re.
		1,51			
		1,31			
		0,77			
		0,61			

In Abbildung 12, 13 und 14 werden die Werte der Tabellen
11 und 12 graphisch dargestellt.

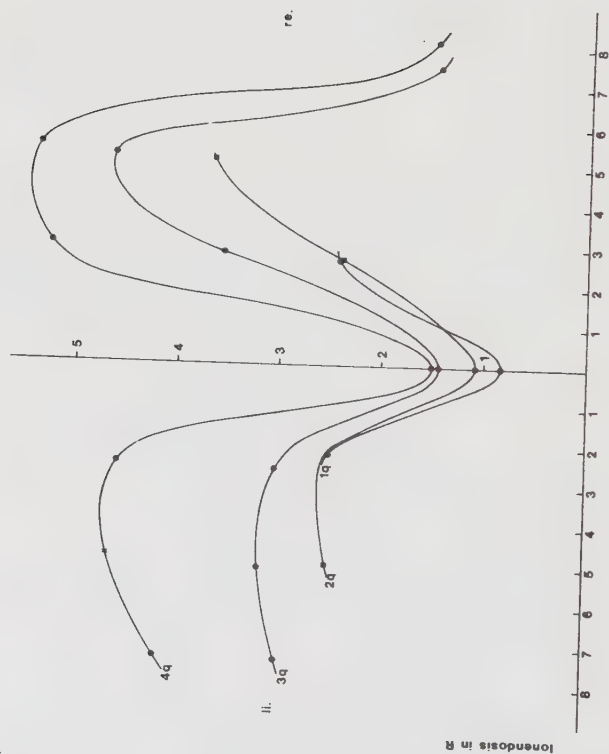


Abb. 12: Dosisverteilung im Phantom (s. Tab. 11)

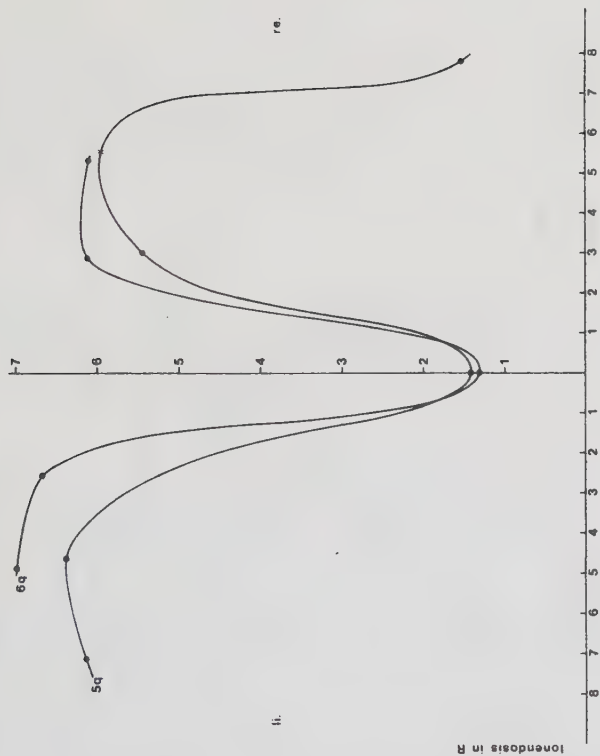


Abb. 13: Dosisverteilung im Phantom (s. Tab. 11)

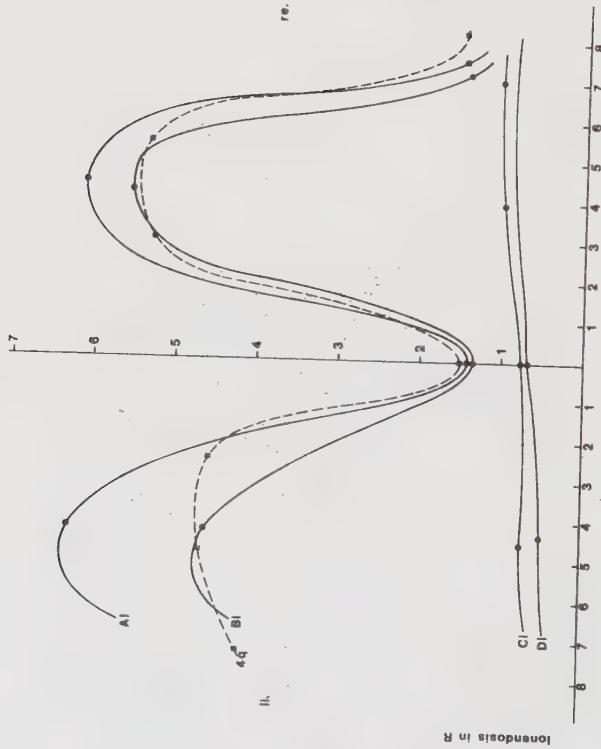


Abb. 14: Dosisverteilung im Phantom (s. Tab. 11 und 12)
(die Meßpunkte der Reihe 4_q liegen sowohl im
Quer- als auch im Längsschnitt)

5.3. Integraldosis

Die Integraldosis, identisch mit dem Begriff "auf das Material übertragene Energie" (16), ist die insgesamt absorbierte Energie im Körper, einem Körperteil oder Organ. Zu ihrer Berechnung ist die Kenntnis der räumlichen Dosisverteilung, der räumlichen Verteilung der verschiedenen Gewebearten und deren Dichten Voraussetzung. Da die im Phantom ermittelten Meßwerte nicht als Energie-, sondern als Ionendosen vorliegen, müssen zusätzlich Umrechnungsfaktoren von der Ionen- in die Energiedosis für die einzelnen Gewebe bekannt sein.

5.3.1. Ermittlung der Integraldosis

Die Integraldosis ist das Integral der Energiedosen in den einzelnen Massenelementen des Gewebes, integriert über die interessierenden Massenelemente, also

$$E = \int D \, dm, \quad (1)$$

wobei E die Integraldosis (rd g oder mJ),
D die Energiedosis (rd oder J/kg) und
dm das Massenelement bedeuten.

Das Massenelement läßt sich nach der Formel

$$dm = \rho \cdot dV \quad (2)$$

errechnen, wobei ρ die Gewebsdichte (g/cm^3) und
 dV das Volumenelement (cm^3) bedeuten.

Setzt man Gl. (2) in Gl. (1) ein, so gilt für eine homogene Materie

$$E = \int D \cdot \rho \cdot dV \quad (3)$$

Der menschliche Thorax aber setzt sich aus mehreren Substanzen zusammen, vor allem aus Knochen und Weichteilgewebe, welches in Muskulatur und Lungengewebe aufzuteilen ist.

Läßt man nun als Näherung den Übergang von der Integration zur Summation zu, so geht Gl. (3) über in

$$E = \rho_K \sum_i D_{K,i} V_{K,i} + \rho_M \sum_j D_{M,j} V_{M,j} + \rho_L \sum_y D_{L,y} V_{L,y} \quad (4)$$

wobei die Indizes K für Knochen, M für Muskulatur und L für Lunge stehen.

Da im Phantom keine Energie-, sondern Ionendosen gemessen wurden, erfolgt deren Umrechnung in Energiedosen mittels für das Gewebe spezifischer Umrechnungsfaktoren f.

Damit geht Gl. (4) über in

$$E = \rho_K f_K \sum_i I_{K,i} V_{K,i} + \rho_M f_M \sum_j I_{M,j} V_{M,j} + \rho_L f_L \sum_y I_{L,y} V_{L,y} \quad (5)$$

wobei I die Ionendosis (R) und

f den Umrechnungsfaktor (rd/R) von der Ionen- in die Energiedosis bedeuten.

Die Dichten und die Umrechnungsfaktoren der drei oben erwähnten Gewebe sind Tabelle 13 zu entnehmen. Die Umrechnungsfaktoren gelten bei einer Filterung von 2 mm Al und einer Spannung von 65 kV. Nach Meredith und Massey (23) gelten für Lunge und Muskulatur dieselben Faktoren. Die Ungenauigkeit, die durch die Verwendung derselben Umrechnungsfaktoren für die Werte der menschlichen Gewebe und für die Ersatzmaterialien am Phantom entstand, wird in der Diskussion erörtert werden.

Tab. 13: Dichte und Umrechnungsfaktoren von Ionen- in Energiedosis für Knochen, Muskulatur und Lunge (7,14,19,23)

Gewebe	Dichte g/cm ³	Umrechnungsfaktor rd/R
Kompakter Knochen	2,2	4,04
Muskel	1,05	0,91
Lunge	0,3	0,91

Im einzelnen standen zur Berechnung der Integraldosis zur Verfügung:

- 31 Meßwerte im Querschnitt (s. Abb. 4) und
- 14 Meßwerte im Längsschnitt (s. Abb. 6).

5.3.1.1. Berechnung der Integraldosis im Querschnitt

Im Querschnitt waren sowohl die räumliche Dosisverteilung (Tab. 11) als auch die Abstände der einzelnen Meßpunkte zueinander bekannt. Die Querabstände betrugen im Mittel 2,5 cm, die Längsabstände 2 cm (s. Abschnitt 3.4.). Die Berechnung der Integraldosis vereinfacht sich bei konstanten Abständen. Deshalb wurden die einzelnen Dosen durch Interpolation der Meßwerte aus der graphischen Darstellung (s. Abb. 12 und 13) für Abstände von jeweils 2,5 cm bestimmt. Das Ergebnis ist der Tabelle 14 zu entnehmen. In dieser Tabelle ist auch eingetragen, für welches Gewebe die einzelnen Meßpunkte relevant sind. Die dem Meßpunkt zugeordnete Volumeneinheit im Querschnitt errechnet sich aus dem Querabstand von 2,5 cm, dem Längsabstand von 2 cm und dem Abstand der Reihen 4_q und A1 von 2 cm (s. Abb. 6). Die Volumeneinheit im Querschnitt beträgt:

$$V = 2 \cdot 2,5 \cdot 2 \text{ cm}^3 = 10 \text{ cm}^3$$

Tab. 14: Durch Interpolation ermittelte Ionendosen im Querschnitt. Einteilung der Meßpunkte in Reihen entsprechend Abb. 4. Alle Angaben in Röntgen. Der Index (L, M bzw. K) gibt an, ob der Meßpunkt in Lungengewebe, Muskulatur oder Knochen liegt^x

		2,58 ^M	0,83 ^M	2,41 ^M		
	2,52 ^L	2,59 ^L	1,09 ^M	2,30 ^L	3,66 ^{L/M}	
2,99 ^{L/M}	3,19 ^L	3,01 ^L	1,45 ^M	3,22 ^L	4,70 ^L	1,80 ^L
4,15 ^L	4,66 ^L	4,60 ^{L/M}	1,51 ^M	5,05 ^L	5,48 ^L	1,86 ^L
6,05 ^L	6,48 ^L	5,21 ^L	1,41 ^{M/K}	5,11 ^L	5,98 ^L	1,72 ^L
	6,99 ^L	6,64 ^L	1,30 ^K	5,90 ^L	6,15 ^L	
			9,72 ^M			

Unter Verwendung aller Ergebnisse errechnet sich aus Gl. (5) die Integraldosis im Querschnitt (E_Q) für die 2 cm dicke Schicht zu

$$E_Q = 703 \text{ rd g} = 7,03 \text{ mJ.}$$

Vernachlässigt wurden bei dieser Berechnung die Randbezirke, die etwa 26% des Volumens ausmachen. Dieser Umstand wird in Abschnitt 5.3.1.3. berücksichtigt.

5.3.1.2. Berechnung der Integraldosen im Längsschnitt

Zur Berechnung der Integraldosis im Längsschnitt wurden die Reihen A1 - C1 mit je 4 und die Reihe D1 mit 2 Meßwerten verwendet (s. Abb. 6 und Tab. 12). Wie im Querschnitt sollten auch hier die Querabstände einheitlich 2,5 cm betragen.

^x L/M bzw. M/K bedeutet, daß der entsprechende Meßpunkt je zur Hälfte für Lunge und Muskulatur bzw. für Muskel und Knochen relevant ist.

Daher wurden die einzelnen Dosen durch Interpolation der Meßwerte in einer graphischen Darstellung (s. Abb. 14) bei jeweils 2,5 cm Abstand bestimmt. Das Ergebnis ist in Tabelle 15 zusammengefaßt.

Tabelle 15: Durch Interpolation ermittelte Ionendosen der Reihen A1-D1. Alle Angaben in Röntgen

4q	4,15	4,66	4,60	1,51	5,05	5,48	1,86
A1	5,80	6,40	5,03	1,42	5,51	6,05	1,51
ii. B1	4,33	4,75	3,46	1,35	4,85	5,50	1,25 re.
C1	0,68	0,75	0,72	0,77	0,93	1,04	1,04
D1	0,45	0,50	0,55	0,70	0,80	0,89	0,88

Aus den Meßwerten im Längs- und Querschnitt wurden die restlichen Werte für eine dreidimensionale Dosismatrix im Phantomkörper extrapoliert.

Unter Verwendung aller Ergebnisse errechnet sich aus Gl.(5) die Integraldosis (E) für Schichten im Längsschnitt zu

1985 rd g = 19,85 mJ in Höhe der Reihe A1 (E_{A1}),
 2115 rd g = 21,15 mJ in Höhe der Reihe B1 (E_{B1}),
 385 rd g = 3,85 mJ in Höhe der Reihe C1 (E_{C1}) und
 332 rd g = 3,32 mJ in Höhe der Reihe D1 (E_{D1}).

Ähnlich wie beim Querschnitt wurden bei Ermittlung der Integraldosen Teile des Volumens (ca. 26%) nicht berücksichtigt.

5.3.1.3. Berechnung der gesamten Integraldosis

Die im Phantom absorbierte Energie soll für ein Volumen berechnet werden, das den Verhältnissen bei Kindern bei der Herzkatheteruntersuchung entspricht.

Im Phantom lagen die Meßreihen 4q, A1 und B1 innerhalb, die Meßreihen C1 und D1 außerhalb des Nutzstrahlenbündels.

Beim Phantomversuch wurde das Nutzstrahlenfeld im p.a. Strahlengang so eingestellt, daß es durch die Reihe 4q gerade halbiert wurde. Erwartungsgemäß verhalten sich die Meßwerte der Reihe 21 spiegelbildlich zueinander:

1,42 R und 1,51 R
1,35 R und 1,31 R
0,77 R und 0,77 R
0,70 R und 0,61 R (s. Abb. 6 und Tab. 12).

Dementsprechend verhalten sich auch sämtliche anderen Meßwerte der Reihen A1-D1, die räumlichen Dosisverteilungen und damit auch die Integraldosen ($E_{A1}-E_{D1}$) für die einzelnen Schichten oberhalb zu unterhalb der Feldhalbierenden spiegelbildlich.

Die gesamte Integraldosis (E) kann demnach folgendermaßen berechnet werden:

$$E = E_q + 2 \cdot E_{A1} + 2 \cdot E_{B1} + 2 \cdot E_{C1} + 2 \cdot E_{D1}.$$

Da bei den Kindern zwischen Rumpf und kranialer Feldgrößen-grenze ein geringer Abstand besteht (s. Abb. 11), wurde die Integraldosis (E_{D1}) nur einmal berücksichtigt.

Für die gesamte Integraldosis gilt dann:

$$E = E_q + 2 \cdot E_{A1} + 2 \cdot E_{B1} + 2 \cdot E_{C1} + E_{D1} = 5900 \text{ rd g.}$$

Bereits in den Abschnitten 5.3.1.1. und 5.3.1.2. wurde darauf hingewiesen, daß sich die Integraldosen E_q und $E_{A1} - E_{D1}$ auf ein Volumen von jeweils nur 73,7% beziehen, weil Randbezirke nicht mit erfaßt wurden.

6. Diskussion

6.1. Vergleich der Meßergebnisse bei den Kindern und am Phantom

Die Bedingungen bei Messungen am Phantom wurden gerade so gewählt, daß sie den Untersuchungsbedingungen an den Kindern entsprachen (s. Tab. 7 und 9). Es wurden die gleichen Oberflächendosen erreicht wie bei den Untersuchungen an den Kindern. Dies gilt für die Oberflächendosen an der Eintrittsseite. Abweichungen treten außerhalb des Feldes und an der Austrittsseite auf. Dies ist erklärlich, da die Absorptionsverhältnisse am Phantom doch nicht völlig identisch mit denen bei den Kindern sind und die Meßergebnisse an den Kindern einen Mittelwert über ein größeres Patientenkollektiv (19-21) darstellen. Einige Oberflächendosen von Messungen an den Kindern und am Phantom sind in Tabelle 16 einander gegenübergestellt.

6.2. Vergleich der Messungen am Kind mit den Ergebnissen anderer Autoren

Bei Durchsicht der Literatur konnten nur wenige Angaben zur Strahlenexposition des Patienten bei Herzkatheteruntersuchungen gefunden werden. Die beiden Arbeiten (1,10) befaßten sich mit Herzkatheteruntersuchungen beim Erwachsenen. Wie die Tabelle 16 zeigt, können nur Meßort IV und XI mit den Literaturangaben verglichen werden. In der Tabelle 16 sind zum Vergleich die Oberflächendosen dieser Autoren mit eingetragen. Wie nicht anders zu erwarten, ist die Oberflächendosis am Erwachsenen größer. Ardran gibt die von ihm verwendeten Untersuchungsbedingungen mit an. Diese sind den Untersuchungsbedingungen bei den Kindern in Tabelle 17 gegenübergestellt. Ein Vergleich überrascht außerordentlich, da die von ihm verwendeten Bedingungen äußerst ähnlich denen bei Kindern sind.

Aufgrund der größeren Oberflächendosis (und des größeren Fokus-Film-Abstandes) wäre jedoch ein wesentlich höheres mAs-Produkt zu erwarten gewesen. Diese Diskrepanz bleibt ungeklärt.

6.3. Absorbierte Energie bei der Herzkatheteruntersuchung des Kindes

Veröffentlichungen über die absorbierte Energie bei Herzkatheteruntersuchungen waren in der Literatur nicht zu finden. Auch der in Abschnitt 5. berechnete Wert der Integraldosis ist nur als erste Näherung einer versuchten Berechnung anzusehen, da verschiedene Ungenauigkeiten in die Berechnung des Wertes mit eingingen. Die geometrischen Abmessungen des Phantoms wurden zwar so gut wie möglich den mittleren Abmessungen der Kinder angepaßt, jedoch konnten wegen der zu verwendenden Phantomsubstanzen (Paraffin, Schaumstoff und Schwefel) nicht exakt die gleichen Absorptionsverhältnisse hergestellt werden. Auch wurden die Rippen im Phantom nicht simuliert. Dies bedeutet eine Unterschätzung der absorbierten Energie, da sowohl Dichten als auch effektive Ordnungszahlen von Paraffin bzw. Schaumstoff unter den Werten von Muskulatur bzw. Lunge liegen. Schwefel hat zwar eine höhere effektive Ordnungszahl im Bereich des Photoeffekts als Knochen, doch spielt der Anteil des Schwefels an der Gesamtmasse nur eine untergeordnete Rolle. Zu einer Unterschätzung führte auch der Umstand, daß die Randbezirke des Phantoms bei der Berechnung außer acht gelassen wurden. Diese Bereiche, die nicht durch einen Meßpunkt repräsentiert werden konnten, machen etwa 26% des gesamten zu betrachtenden Volumens im Nutzstrahlenbereich aus. Da nur die absorbierte Energie im Nutzstrahlenbereich und nicht im Streustrahlenmantel berücksichtigt wurde, wird auch hierdurch die insgesamt absorbierte Energie unterschätzt. Die absorbierte Energie

für die hier zugrundegelegte Herzkatheteruntersuchung (Durchleuchtung 15,3 Minuten, Angiographie 20 sec, weitere Bedingungen siehe Tabelle 17) beträgt also etwa:

$$E = 8000 \text{ g rd} = 80 \text{ mJ.}$$

Die Ungenauigkeit für diesen Wert kann nur geschätzt werden. Aufgrund der obigen Überlegung ist anzunehmen, daß die Ungenauigkeit für den angegebenen Wert der absorbierten Energie nicht größer als $\pm 30\%$ ist.

Vergleicht man die absorbierte Energie für Herzkatheteruntersuchungen bei Kindern mit den wenigen publizierten Werten für die absorbierte Energie bei anderen Untersuchungsmethoden (siehe z.B. 24), so überrascht zunächst der hohe Wert bei der Herzkatheteruntersuchung; er ist etwa 20 - 40 mal größer als für eine Lungenaufnahme. Vergleicht man jedoch die Oberflächendosen von üblichen Untersuchungen mit denen der Herzkatheteruntersuchung, so sieht man auch hier ein ähnlich großes (eher noch größeres) Verhältnis.

Wenn die Herzkatheteruntersuchung unter allen Untersuchungen an der Spitze der Strahlenexposition steht, muß auch überlegt werden, ob diese Untersuchungsmethode einen wesentlichen Beitrag zur Strahlenexposition der Gesamtbevölkerung (genetisch signifikante, somatisch signifikante Dosis) liefert. Die Anzahl der Herzkatheteruntersuchungen nimmt laufend zu (siehe Abb. 1). Ihr Beitrag zur Belastung der Gesamtbevölkerung kann jedoch vernachlässigt werden, wie folgende einfache Überlegung zeigt:

An Kindern zwischen 0 und 15 Jahren werden zur Zeit an der Erlanger Universitäts-Kinderklinik etwa 400 Herzkatheteruntersuchungen pro Jahr durchgeführt. Diese 400 Untersuchungen werden sich auf eine Population von etwa 200 000 beziehen (Erlangen 100 000, Einzugsgebiet geschätzt noch einmal 100 000). Aus amerikanischen Statistiken (28) kann ent-

nommen werden, daß auf 100 Kinder zwischen 0 und 15 Jahren 25 Untersuchungen/Jahr kommen (Untersuchungen, nicht Aufnahmen!). Für die Bundesrepublik liegen zur Zeit noch keine statistischen Erhebungen vor.

Überträgt man die amerikanischen Verhältnisse jedoch auf Erlangen, so ergibt sich, daß pro Jahr rund 9 000 Untersuchungen an Jugendlichen bis 15 Jahren durchgeführt werden. Hierbei ist das Einzugsgebiet von weiteren 100 000 Personen bereits mit berücksichtigt (Auskunft des Amtes für Statistik der Stadt Erlangen: 17 500 Jugendliche auf 100 000 Personen der Bevölkerung). Setzt man die 400 durchgeführten Herzkatheteruntersuchungen zu den insgesamt 9 000 Untersuchungen in Beziehung, so wird sofort klar, daß trotz der relativ großen Einzelbelastung diese Untersuchung für die Gesamtbevölkerung keine Bedeutung hat.

Tabelle 16: An den Kindern gemessene, sowie von Ardran und Gough ermittelte Ionendosen
Knochenmarksdosis laut Gough bei einer Feldgröße von 400 cm²: 900 mrd

	Kinder		Phantom	A r d r a n		Gough
	n	R		Durchl. n = 54	Angio n = 23	
III Sternum	21	0,610 ± 0,637	0,65			
V 5.Rippe	21	1,31 ± 1,40	2,40			
IV 7.BWK	21	10,5 ± 6,1	11,2	21,4 R (1,2-91,8)	2,5 R (1,8-9,2)	31 rd
VI 9.BWK	21	9,54 ± 8,36	11,3			
VII 1.ax.re.o.	20	2,33 ± 0,96	1,54			
VIII 1.ax.re.u.	20	1,86 ± 1,23	1,78			
IX 1.ax.li.o.	19	0,56 ± 0,85	1,25			
X 1.ax.li.u.	19	0,48 ± 0,79	0,55			
XI Gonaden ♂	12	0,011 ± 0,003				35 mrd

Tabelle 17: Untersuchungsbedingungen (Mittel- und Extremwerte) bei den Kindern, sowie bei Ardran und Gough

	G r u p p e A		A r d r a n		G o u g h	
	Durchleuchtung p.a. n = 21	Angiographie p.a. n = 21	Durchleuchtung p.a. n = 54	Angiographie p.a. n = 23	Durchleuchtung	Angiographie
Spannung kV	62 52-71	66 60-95	68 50-80	71 65-80		
Strom mA	1,0 0,8-1,5	25,7 21,2-27	0,2-1,5	9 5-12		
Zeit	15,3 min 5-49,3	20 sec 12-54	15,5 min 2-40	13 sec 6-32		
FFA cm	86,4 81-90,4	86,4 81-90,4	95	95		
FPA cm	63	63	63,5	63,5		
Feldgröße am Kind cm ²	160 98-304	160 98-304	117 16-390	240 95-390	400	
mAs-Produkte	927 235-3256	516 324-1474	942 96-2880	123 35-480		

Zusammenfassung

Es ist bekannt, daß bei der Herzkatheteruntersuchung des Erwachsenen die höchste Strahlenexposition für eine Einzeluntersuchung auftritt. Im Rahmen dieser Arbeit wurde untersucht, wie groß die Strahlenexposition bei Herzkatheteruntersuchungen bei Kindern ist. Dabei wurden sowohl an den Kindern selbst während der Untersuchung Dosimeter angebracht, als auch unter den Bedingungen der Herzkatheteruntersuchung Phantommessungen durchgeführt. Am Phantom konnte so zusätzlich die für einen Untersuchungsablauf insgesamt absorbierte Energie bestimmt werden. Dieser Wert wurde zu 80 mJ abgeschätzt. Trotz der großen Einzelbelastung bleibt der Beitrag zur Gesamtbelastung der Bevölkerung gering, bedingt durch die vergleichsweise geringe Anzahl der Herzkatheteruntersuchungen.

Literatur

1. Ardran, G. M., et al.: Radiation dose to the patient in cardiac radiology
Br. J. Radiol. 43, 391-394 (1970)
2. Barth, Becker, Kraus, Scheer: Klinische Radiologie
Schattauer Verlag, Stuttgart (1968)
3. Bevington, Ph. R.: Data Reduction and Error Analysis for the Physical Sciences
McGraw-Hill Book Company, New York (1969)
4. Bojtor, I., B. Bogdány, J. Koczka: Über die aus der Diagnostik stammende Strahlenbelastung der Bevölkerung anhand von Messungen bei Thoraxdurchleuchtung, Rö.B. Jahrgang 6/68
5. Bunde, E.: Experimentelle Untersuchungen zur Frage der Patientendosimetrie in der Röntgendiagnostik
Deutscher Röntgenkongress 1963, Teil A
Thieme Verlag, Stuttgart (1964)
6. Dertinger, H. u. Jung, H.: Molekulare Strahlenbiologie
Springer-Verlag, Berlin (1969)
7. DIN 6800, Blatt 2: Dosismessverfahren in der radiologischen Technik
8. DIN 6800, Blatt 5: Dosismessverfahren in der radiologischen Technik
9. DIN 6814, Blatt 5: Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik
10. Gough, J. H., et al.: Radiation doses delivered to the skin, bone marrow and gonads of patients during cardiac catheterisation and angiocardiology. Br. J. Rad. 41, 508-518 (1968)
11. Harshaw Chemical Company: Model 2000-A, Thermoluminescence Detector, Instrumentation Manual
12. Hwang, J. M. L. et al.: Mathematical Descriptions of a One- and Five-Year-Old Child for Use in Dosimetry Calculations, Health Physics Division, Oak Ridge, Tennessee (1976)

13. ICRP Publication 16, "Protection of the Patient in X-Rays Diagnosis", Pergamon Press, Oxford (1969)
14. ICRP Publication 23, "Report of the Task Group on Reference Man", Pergamon Press, Oxford (1975)
15. Institut für Physikalische und Medizinische Strahlenkunde der Universität Erlangen-Nürnberg: Einführung in den Kursus der Radiologie einschließlich Strahlenschutzkursus, Erlangen (1972)
16. Jaeger, R.G. und Hübner, W.: Dosimetrie und Strahlenschutz, Thieme Verlag, Stuttgart (1974)
17. Jahresbericht des Bundesministeriums des Innern "Umwelt-radioaktivität und Strahlenbelastung", Bonn 1974
18. Keck, E. W. et al.: Pädiatrische Kardiologie, Urban & Schwarzenberg, München (1972)
19. Koblinger, L.: Monte Carlo Calculations on Chest X-Ray Examinations. Results for Monoenergetic Beams, KFKI-73-19
20. Krämer, K.: Systematische Untersuchung der Eigenschaften von Thermolumineszenzdosimetern für Zwecke der Röntgendiagnostik und -therapie, Dissertation Erlangen (1974)
21. Kramer, R., Drexler, G.: Zum Verhältnis von Oberflächen- und Körperdosis in der Röntgendiagnostik. 7. Wissenschaftliche Tagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik, Heidelberg 1976
Hüttig, Heidelberg, 1977
22. Markus, B.: Über den Begriff der Gewebeäquivalenz und einige wasserähnliche Phantoms substanzen für Quanten von 10 keV bis 100 MeV, sowie schnelle Elektronen, Strahlentherapie 101 (1956), 111-131

23. Meredith, W. J. and Massey, J. B.: Fundamental Physics of Radiology, John Wright & Sons LTD
Bristol (1968)
24. Pauly, H.: Stochastic Late Effects After Partial Body Irradiation in Diagnostic Radiology: Evaluation of Approximate Data, Rad. and Environm. Biophys. 15, 21-33 1978
25. Pauly, H., Schmidt, Th. und Hasl, G.: Die Integraldosis bei der Computertomographie des Schädels, im Druck
26. Perry, B. J., Bridges, C.: Computerized transverse axial scanning (tomography): Part. 3: Radiation dose considerations.
Brit. J. Radiology 46 (1973) 1048
27. Pitman, D.A.LTD.: Model 622, Annealing Oven Operating Instructions
28. Population Exposure to X-Rays U.S. 1970,
U.S. Department of Health, Education, and Welfare Public Health Service Food and Drug Administration, Rockville, Maryland 20852
29. Radiologisches Zentrum der Universität Heidelberg:
Kursus: Radiologie und Strahlenschutz
Springer-Verlag, Berlin (1972)
30. Römpp, H.: Chemie Lexikon Band III
Franckh'sche Verlagshandlung Stuttgart (1966)
31. Römpp, H.: Chemie Lexikon Band IV
Franckh'sche Verlagshandlung Stuttgart (1966)
32. Rohen, J. W.: Topographische Anatomie
Schattauer Verlag, Stuttgart (1973)
33. Schlungbaum, W.: Medizinische Strahlenkunde
Verlag Walter De Gruyter, Berlin (1973)
34. Schreglmann, E. J.: Ein sterilisierbares Dosimeter zur Messung der Strahlenbelastung der Hände bei Operationen unter Durchleuchtungskontrolle
Dissertation Erlangen (1976)

35. Sobotta/Becher: Atlas der Anatomie des Menschen
Urban & Schwarzenberg, München (1972)
36. Stadler, H.W.: Gonadenbelastung bei Röntgenunter-
suchungen der Magen-Darm-Passage und des
Dickdarmes
Dissertation Erlangen (1974)
37. Takhashi, Sh.: An Atlas of Axial Transverse Tomography
and its Clinical Application
Springer-Verlag, Berlin (1969)
38. Zimmer-Brossy: Lehrbuch der röntgen-diagnostischen
Technik
Springer-Verlag, Berlin (1974)

Herrn Prof. Dr. Dr. H. Pauly möchte ich an dieser Stelle für die Überlassung des Themas und die großzügige Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit recht herzlich danken.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dipl.-Phys. Dr. Th. Schmidt, unter dessen Führung und Anleitung diese Arbeit entstanden ist. Herr Dr. Schmidt hat durch seine fachkundigen Anregungen und seinen stets hilfsbereiten Rat wesentlich zum Gelingen der Arbeit beigetragen.

Vor allem danke ich Herrn Prof. Dr. H. Gutheil, dem Leiter der kardiologischen Abteilung der Universitäts-Kinderklinik Erlangen, und Herrn Priv. Doz. Dr. H. Singer für die vielen wertvollen Anregungen aus der Sicht der praktisch tätigen Kardiologen, und ihre stets freundliche und verständnisvolle Rücksichtnahme bei der Durchführung der Messungen.

Mein Dank gilt auch allen Damen und Herren des Instituts für Radiologie und der kardiologischen Abteilung der Universitäts-Kinderklinik Erlangen, die mich bei meiner Arbeit praktisch unterstützt haben.

Lebenslauf

Name: Popp Werner Georg
Geburtsdatum: 22. 7. 1950
Geburtsort: Nürnberg
Eltern: Popp Heinz, Bilanzbuchhalter
Popp Meta, geb. Rösel
Wohnort: 8500 Nürnberg, Leopoldstr. 14
Schulbesuch: 1956 - 1960 Volksschule Nürnberg
1960 - 1970 Dürer-Gymnasium Nürnberg
Schulabschluß: 20. 6. 1970 Reifeprüfung
Bundeswehr: Juli 1970 - Oktober 1971
Studium: Friedrich-Alexander-Universität-
Erlangen-Nürnberg
WS 1971/1972 Mathematik, Physik
ab SS 1972 Humanmedizin
9. 4. 1973 Vorphysikum
24. 8. 1974 Physikum
15.11. 1978 Medizinisches Staatsexamen

Erlangen, im November 1978

HARRY BUNSCHE
offsetdruck
8521 BUBENREUTH

HARRY BUNGSCHKE
offsetdruck
8521.BUBENREUTH